

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年10月 7日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-293740

[ST.10/C]:

[JP 2002-293740]

出 願 人

Applicant(s):

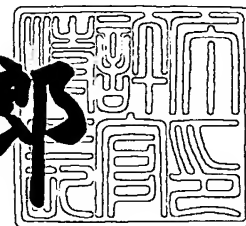
富士写真フイルム株式会社

Hideyuki SAKAIDA Q77624
METHOD, APPARATUS AND PROGRAM FOR
RESTORING PHASE INFORMATION
Filing Date: September 29, 2003
Alan J. Kasper 202-293-7060
(2) of 2.

2003年 4月15日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3027752

【書類名】 特許願

【整理番号】 501078

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 8/00
G01H 9/00
G01S 15/02

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 境田 英之

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100100413

【弁理士】

【氏名又は名称】 渡部 温

【選任した代理人】

【識別番号】 100110777

【弁理士】

【氏名又は名称】 宇都宮 正明

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 033189

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9909552

【包括委任状番号】 0000020

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 位相情報復元方法及び位相情報復元装置、並びに、位相情報復元プログラム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元方法であって、

被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上 (z は z_i の最大値) の放射線画像情報を表す検出データを生成する放射線検出器を用いて、前記複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の検出データを得るステップ (a) と、

前記複数の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、位相データを求めるステップ (b) と、
を具備する位相情報復元方法。

【請求項 2】 ステップ (b) において求められた位相データに基づいて、画像の明度に対応した画像データを生成するステップ (c) をさらに具備する請求項 1 記載の位相情報復元方法。

【請求項 3】 被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元方法であって、

被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた、前記複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の第 1 の検出データを取得するステップ (a) と、

前記複数の第 1 の検出データに対して、空間周波数が $3 R / 2 \pi \sigma z$ (z は z_i の最大値) より大きい成分を抑圧することにより、複数の第 2 の検出データをそれぞれ生成するステップ (b) と、

前記複数の第 2 の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報

を復元することにより、位相データを求めるステップ（c）と、
を具備する位相情報復元方法。

【請求項4】 ステップ（c）において求められた位相データに基づいて、
画像の明度に対応した画像データを生成するステップ（d）をさらに具備する請
求項3記載の位相情報復元方法。

【請求項5】 被写体から距離Rの位置において焦点サイズ σ の光源から発
生し被写体を透過した放射線の強度を、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検
出面において検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過
した放射線の位相情報を復元する位相情報復元装置であって、

照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上（ z は z_i
の最大値）の放射線画像情報を表す検出データを生成する検出手段と、

被写体を透過した放射線の強度を異なる距離 z_i において検出することにより
得られた複数の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復
元することにより位相データを求める位相データ算出手段と、
を具備する位相情報復元装置。

【請求項6】 被写体から距離Rの位置において焦点サイズ σ の光源から発
生し被写体を透過した放射線の強度を、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検
出面において検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過
した放射線の位相情報を復元する位相情報復元装置であって、

被写体を透過した放射線の強度を異なる距離 z_i において検出することにより
得られた複数の第1の検出データに対して、空間周波数が $3 R / 2 \pi \sigma z$ （ z は
 z_i の最大値）より大きい成分を抑圧することにより、複数の第2の検出データ
をそれぞれ生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された複数の第2の検出データに基づいて、被
写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより位相データを求める位相
データ算出手段と、
を具備する位相情報復元装置。

【請求項7】 前記位相データ算出手段により求められた位相データに基づ
いて、画像の明度に対応した画像データを生成する画像生成手段をさらに具備す

る請求項 5 又は 6 記載の位相情報復元装置。

【請求項 8】 被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元プログラムであって、

被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上 (z は z_i の最大値) の放射線画像情報を表す検出データを生成する放射線検出器を用いて、前記複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の検出データを得る手順 (a) と、

前記複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順 (b) と

位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順 (c) と、

を CPU に実行させる位相情報復元プログラム。

【請求項 9】 被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元プログラムであって、

被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた複数の第 1 の検出データを取得する手順 (a) と、

前記複数の第 1 の検出データに対して、空間周波数が $3 R / 2 \pi \sigma z$ (z は z_i の最大値) より大きい成分を抑圧することにより、複数の第 2 のデータをそれぞれ生成する手順 (b) と、

前記複数の第 2 のデータに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順 (c) と、

位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順 (d) と、

を CPU に実行させる位相情報復元プログラム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線撮像により得られた画像情報に基づいて画像を構成するために用いられる位相情報復元方法及び位相情報復元装置、並びに、位相情報復元プログラムに関する。なお、本願において、放射線とは、X線、 α 線、 β 線、 γ 線、紫外線等に加えて、電子線等の粒子線や電磁波を含む広義の放射線を指すものとする。

【0002】

【従来技術】

従来より、X線等を用いた撮像方法は様々な分野で利用されており、特に医療分野においては、診断のための最も重要な手段の一つとなっている。最初のX線写真が実現されてから、X線写真法は数々の改良を重ねられ、現在では蛍光スクリーンとX線フィルムを組み合わせた方法が主流となっている。一方、近年においては、X線CTや超音波、MRI等の様々なデジタル化された装置が実用化されており、病院内での診断情報処理システム等の構築が進められようとしている。X線画像についても、撮像システムをデジタル化するための多くの研究がなされている。撮像システムをデジタル化することにより、画質の劣化を招くことなく、大量のデータを長期間保存することが可能であり、医療診断情報システムへの発展にも役立つものである。

【0003】

ところで、このようにして得られる放射線画像は、被写体を透過した放射線等の強度を画像の明度に換算することにより生成されたものである。例えば、骨部を含む領域を撮像する場合に、骨部を透過した放射線は大きく減衰し、骨部以外の部位、即ち、軟部を透過した放射線は僅かに減衰する。この場合には、異なる組織を透過した放射線の強度差が大きいので、高コントラストの放射線画像を得ることができる。

【0004】

一方、例えば、乳房等の軟部領域を撮像する場合に、軟部においては全体的に

放射線が透過しやすいので、軟部における組織の違いが透過放射線の強度差として現れ難い。このため、軟部については、低コントラストの放射線画像しか得ることができない。このように、従来の放射線撮像法は、軟部における僅かな組織の違いを可視化する方法としては適当ではない。

【 0 0 0 5 】

ここで、被写体を透過した放射線等に含まれている情報としては、強度情報の他に位相情報がある。近年、この位相情報を利用して画像を生成する位相コントラスト法が研究されている。位相コントラスト法は、X線等が被写体を透過することにより生じた位相差を画像の明度に変換する画像構成技術である。

【 0 0 0 6 】

位相コントラスト法には、干渉計やゾンプレートを用いることにより生じた干渉光に基づいて位相差を求める手法や、回折光に基づいて位相差を求める手法がある。この内、回折光に基づいて位相差を求める回折法は、次のような原理に基づいて位相差を求める。例えば、X線は、光と同様に波が進行することにより物質中を伝搬する。その伝搬する速度は、物質が有する屈折率によって異なる。このため、位相の揃ったX線を被写体に向けて照射すると、被写体における組織の違いによりX線の伝わり方に相違が生じる。これにより被写体を透過するX線の波面が歪むので、透過X線に基づいて得られたX線画像に回折縞が生じる。この回折縞のパターンは、X線を結像させるスクリーンと被写体との距離やX線の波長によって異なっている。従って、回折縞パターンの異なる2枚以上のX線画像を解析することにより、スクリーンの各位置において生じたX線の位相差を求めることができる。この位相差を明度に換算することにより、被写体における組織の違いが明確に現れたX線画像を得ることができる。

【 0 0 0 7 】

特に、被写体の軟部を透過した後の放射線においては、透過した組織の違いにより、透過放射線において強度差よりも位相差の方が大きくなるので、位相コントラスト法を用いることにより、組織間の微妙な相違を可視化することができる。このような位相コントラスト法を用いるために、放射線撮像における撮像条件や、回折縞パターンから位相を復元する手法が検討されている。

【 0 0 0 8 】

下記の非特許文献 1 には、軟 X 線撮像を行うことによって得られた画像情報に基づいて位相復元を行い、X 線画像を構成することが述べられている。この文献においては、位相復元の基本式である T I E (transport of intensity equation) が用いられている。ここで、 r はベクトルである。

【数 1】

$$\kappa \frac{\partial I(r)}{\partial z} = -\nabla_{\perp} \cdot \{I(r) \nabla_{\perp} \phi(r)\} \cdots (1)$$

ただし、 $\nabla_{\perp} = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y} \right)$ である。また、 κ は波数である。

【 0 0 0 9 】

次に、位相復元の原理について、図 1 1 を用いて説明する。図 1 1 に示すように、波長 λ を有する X 線は、図の左側から出射し、物体面 1 0 1 を透過し、物体面 1 0 1 から距離 z だけ離れたスクリーン 1 0 2 に入射する。ここで、スクリーン 1 0 2 上の位置 (x, y) における X 線の強度を $I(x, y)$ 、位相を $\phi(x, y)$ とする。このとき、強度 $I(x, y)$ と位相 $\phi(x, y)$ との間には、次式に示す関係が成り立つ。ここで、強度 I は、波の振幅の 2 乗である。

【数 2】

$$\frac{2\pi}{\lambda} \frac{\partial I(x,y)}{\partial z} = -\nabla \cdot \{I(x,y) \nabla \phi(x,y)\} \cdots (2)$$

式 (2) において $\kappa = 2\pi/\lambda$ とおき、 (x, y) 成分をベクトル r に書き換えると、式 (1) に示す T I E が導かれる。

【 0 0 1 0 】

しかしながら、このような T I E を解くことは困難であるため、T I E は、主に近似して用いられていた。下記の非特許文献 2 には、硬 X 線撮像によって得られた画像情報に基づいて位相復元を行い、X 線画像を構成することが述べられて

いる。この文献においては、式(1)に示すTIEを次のように近似している。
まず、式(1)を展開する。なお、以下において、上記文献におけるベクトル r は (x, y) 成分に書き換えられている。

【数3】

$$\begin{aligned}
 -\kappa \frac{\partial I(x,y)}{\partial z} &= \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y} \right) \cdot \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x}, I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \right) \\
 &= \frac{\partial}{\partial x} \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \right) \\
 &= I(x,y) \left(\frac{\partial^2 \phi(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi(x,y)}{\partial y^2} \right) + \frac{\partial I(x,y)}{\partial x} \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x} \\
 &\quad + \frac{\partial I(x,y)}{\partial y} \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \\
 &= I(x,y) \nabla^2 \phi(x,y) + \nabla I(x,y) \cdot \nabla \phi(x,y) \quad \cdots (3)
 \end{aligned}$$

ここで、 $\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$ である。

【0011】

式(3)の右辺第2項をゼロに近似すると、次式(4)に示す近似式が得られる。

【数4】

$$\frac{\partial I(x,y)}{\partial z} \cong - \frac{I(x,y)}{\kappa} \nabla^2 \phi(x,y) \quad \cdots (4)$$

式(4)においては、有限要素法等の解法により、 $I(x, y)$ から $\phi(x, y)$ を求めることができる。

【0012】

これらの方法を用い、より精度の良い位相復元を行うためには、検出素子のサイズをできる限り小さくし、多くの検出素子により構成される、高精細（高解像

度) のスクリーンを用いることが望ましい。

【 0 0 1 3 】

しかしながら、高解像度のスクリーンを用いると、ノイズの影響を受けやすくなるといった問題があった。そこで、ノイズの影響を減少させるためには、X線の照射量を増加させることが考えられるが、人体のような生態の場合には、被曝の恐れがあるために、照射量を増加させることができないといった問題がある。なお、下記の非特許文献 1 及び非特許文献 2 には、非生態試料を撮影しているため、このようなノイズと照射量の関係については述べられていない。

【 0 0 1 4 】

【非特許文献 1】

オールマン (B. E. Allman) 等「軟 X 線非干渉量測定位相撮像法 (Noninterferometric quantitative phase imaging with soft x rays)」米国光学協会誌 A (J. Optical Society of America A), Vol. 17, No. 10 (October 2000)、p. 1 7 3 2 - 1 7 4 3

【非特許文献 2】

グレイエフ (T. E. Gureyev) 等「硬 X 線量測定非干渉位相差撮像法 (Hard X-ray quantitative non-interferometric phase-contrast imaging)」光学写真法研究専門家誌 (SPIE) Vol. 3659 (1999)、p. 3 5 6 - 3 6 4

【 0 0 1 5 】

【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、X線の照射量を増加させることなく、ノイズの影響を減少させることができる位相情報復元方法を提供することを目的とする。また、本発明は、そのような位相情報復元方法を用いた位相情報復元装置、並びに、位相情報復元プログラムを提供することを目的とする。

【 0 0 1 6 】

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明の第 1 の観点に係る位相情報復元方法は、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を

透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元方法であって、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上 (z は z_i の最大値) の放射線画像情報を表す検出データを生成する放射線検出器を用いて、複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の検出データを得るステップ (a) と、複数の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、位相データを求めるステップ (b) とを具備する。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の第 2 の観点に係る位相情報復元方法は、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元方法であって、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた、複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の第 1 の検出データを取得するステップ (a) と、複数の第 1 の検出データに対して、空間周波数が $3 R / 2 \pi \sigma z$ (z は z_i の最大値) より大きい成分を抑圧することにより、複数の第 2 の検出データをそれぞれ生成するステップ (b) と、複数の第 2 の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、位相データを求めるステップ (c) とを具備する。

【 0 0 1 8 】

本発明の第 1 の観点に係る位相情報復元装置は、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元装置であって、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上 (z は z_i の最大値) の放射線画像情報を表す検出データを生成する検出手段と、被写体を透過した放射線の強度を異なる距離 z_i において検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより位相データを求める位相データ算出手段とを具備する。

【 0 0 1 9 】

また、本発明の第 2 の観点に係る位相情報復元装置は、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元装置であって、被写体を透過した放射線の強度を異なる距離 z_i において検出することにより得られた複数の第 1 の検出データに対して、空間周波数が $3 R / 2 \pi \sigma z$ (z は z_i の最大値) より大きい成分を抑圧することにより、複数の第 2 の検出データをそれぞれ生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成された複数の第 2 の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより位相データを求める位相データ算出手段とを具備する。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 1 の観点に係る位相情報復元プログラムは、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元プログラムであって、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上 (z は z_i の最大値) の放射線画像情報を表す検出データを生成する放射線検出器を用いて、複数の検出面における複数の放射線画像情報を表す複数の検出データを取得する手順 (a) と、複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順 (b) と、位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順 (c) とを CPU に実行させる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の第 2 の観点に係る位相情報復元プログラムは、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元プログラムであって、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた複数の第 1 の検出データを取得する手順 (a) と、複数の第 1 の

検出データに対して、空間周波数が $3R/2\pi\sigma z$ (z は z_i の最大値) より大きい成分を抑圧することにより、複数の第2のデータをそれぞれ生成する手順 (b) と、複数の第2のデータに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順 (c) と、位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順 (d) とをCPUに実行させる。

【0022】

本発明によれば、所定の空間周波数成分を抑圧することにより、X線の照射量を増加させることなく、ノイズの影響を減少させることができる。

【0023】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1に、本発明の第1の実施形態に係る位相情報復元装置の構成を示す。図1に示すように、この位相情報復元装置は、被写体にX線を照射することにより、被写体に関する放射線画像情報を表す検出データを出力する撮像部1と、検出データに基づいて位相情報を復元することにより画像データを生成する画像構成部2と、画像データに基づいて可視画像を表示する表示部3と、可視画像をフィルム等にプリント出力する出力部4とを有している。

【0024】

図2は、撮像部1の構成を示す模式図である。撮影部1は、光源11と、モノクロメータ12と、センサ13とを有している。光源11は、シンクロトロン放射光を利用し、モノクロメータ12で放射光から所定の波長成分だけを回折し、単色X線としている。なお、光源11としては、コヒーレント性及び単色性が高いビームを発生することができる光源を用いることが望ましい。ここで、単色性が高いビームとは、主に単一波長を有するビームのことをいうが、厳密に単一波長である必要はない。このため、本実施形態においては、光源11として、X線を発生するシンクロトロン放射光を用いている。シンクロトロン放射光とは、磁場中で電子を円運動させたり螺旋運動させたりすることによって発生する光（電磁波）のことをいう。このような放射光光源においては、電子の求心加速度を変

更することにより、発生する放射光の波長を変更することができる。光源 1 1 から発生した X 線は、被写体 1 0 を透過し、センサ 1 3 に入射して回折縞を生じる。

【 0 0 2 5 】

センサ 1 3 は、X 線を入射させて回折縞を生じさせるためのスクリーンとして用いられ、センサ 1 3 の各位置に入射した回折光の強度を表す検出信号を出力する。センサ 1 3 としては、例えば、CCD (coupled charge device) 等のように、入射した X 線の強度を電気信号に変換して出力する複数の検出素子を有する 2 次元センサが用いられる。

【 0 0 2 6 】

また、撮像部 1 は、増幅器 1 6 と、A/D 変換器 1 7 とを有している。増幅器 1 6 は、センサ 1 3 から出力された検出信号を増幅する。A/D 変換器 1 7 は、増幅器 1 6 によって増幅された検出信号をデジタル信号（「画像信号」又は「検出データ」という）に変換し、検出データを画像構成部 2 に出力する。

【 0 0 2 7 】

さらに、撮像部 1 は、センサ 1 3 を保持する保持部 1 4 と、保持部 1 4 を移動可能な状態で支持しているレール 1 5 と、保持部 1 4 を駆動するセンサ駆動部 1 8 とを有している。センサ駆動部 1 8 は、後述する画像構成部 2 の制御部 2 6 の制御の下で保持部 1 4 を駆動することにより、被写体 1 0 とセンサ 1 3 との距離を変化させる。なお、以下において、被写体 1 0 とセンサ 1 3 との間の距離を、「撮像距離」という。

【 0 0 2 8 】

再び図 1 を参照すると、画像構成部 2 は、撮像部 1 から出力された検出データを一時的に記憶する記憶部 2 1 と、撮像距離の異なる検出データの間における差分係数を求める差分処理部 2 2 と、位相のラプラシアンに相当する値を算出するラプラシアン処理部 2 3 と、位相復元を行うための逆ラプラシアン演算を行う逆ラプラシアン処理部 2 4 と、復元された位相情報に基づいて画像データを生成する画像処理部 2 5 と、上記の各部 2 1 ～ 2 5 及び撮像部 1 における撮像距離を制御する制御部 2 6 とを有している。画像構成部 2 は、デジタル回路で構成して

も良いし、ソフトウェアとCPUで構成しても良い。その場合には、CPUを含む制御部26が、記録媒体27に記録された位相情報復元プログラムに基づいて検出データを処理する。記録媒体27としては、フレキシブルディスク、ハードディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又はDVD-ROM等が該当する。

【0029】

表示部3は、例えば、CRT等のディスプレイ装置であり、画像構成部2によって復元された位相情報を表す画像データに基づいて可視画像を表示する。また、出力部4は、例えば、レーザプリンタであり、画像データに基づいて可視画像をフィルム等にプリント出力する。

【0030】

次に、図3を参照しながら、有限の焦点サイズを持つ光源から発生したX線をセンサ13の検出素子で検出する検出信号について説明する。なお、本実施形態においては、センサ13において、縦横の画素サイズがそれぞれ Δ_x 及び Δ_y であるCCDカメラ20を用いており、蛍光板19に照射されたX線が発する蛍光を、蛍光板19に対して光源11の反対側で撮影している。

【0031】

ここで、有限の焦点サイズ σ を有する光源11から発生するX線により得られる画像にはボケが生じる。その画像のボケを表すボケ関数 $f(u, v)$ は、被写体10と光源11との距離を R 、被写体10とセンサ13との撮像距離を z とし、光源の x 軸、 y 軸方向の焦点サイズをそれぞれ σ_x 、 σ_y とすると、次式で表される正規分布となる。

【数5】

$$f(u,v) = \exp \left[-\frac{1}{2} a_x^2 u^2 - \frac{1}{2} a_y^2 v^2 \right] \cdots (5)$$

ただし、 u 、 v はそれぞれセンサ13における x 軸、 y 軸方向の空間周波数成分であり、また、 $a_x = 2\pi\sigma_x z / R$ 、 $a_y = 2\pi\sigma_y z / R$ である。

【0032】

ここで、図 4 に、空間周波数の関数としてボケ関数を示す。図 4 に示すように、高空間周波数領域におけるボケ関数の値は、ほぼゼロになる。このことから、より高精細な画像を得ようとセンサを構成する検出素子の画素サイズを小さくしても、高空間周波数領域においては、ボケの影響によって画像の検出信号がほとんど無いので、ノイズのみを検出することになる。

【 0 0 3 3 】

そのため、ノイズの影響を小さくするためには、センサが検出できる最高の空間周波数を、ボケによって検出信号がほとんど無くなる空間周波数より小さくすれば良い。すなわち、ボケ関数における標準偏差をシグマとすると、検出信号の 99% を含む 3 シグマ範囲中に、センサが検出できる最高の空間周波数が入っていれば良い。

【 0 0 3 4 】

式 (5) より、3 シグマ範囲は、 $u \leq 3 / a_x$ 、 $v \leq 3 / a_y$ であり、センサの画素サイズ Δ_x 、 Δ_y に対する最高空間周波数は、サンプリング定理より、 $1 / (2 \Delta_x)$ 、 $1 / (2 \Delta_y)$ である。したがって、ノイズの影響を小さくするためには、画素サイズ Δ_x 、 Δ_y が次式を満たせば良いことが分かる。

【数 6】

$$\frac{1}{2\Delta_x} \leq \frac{3}{a_x}, \quad \frac{1}{2\Delta_y} \leq \frac{3}{a_y} \quad \dots(6)$$

【 0 0 3 5 】

ここで、式 (6) を整理して、ノイズの影響を小さくするために必要な画素サイズの条件である次式 (7) を得る。

$$\Delta_x \geq a_x / 6, \quad \Delta_y \geq a_y / 6 \quad \dots (7)$$

例えば、 $z = 1.0 \text{ m}$ 、 $R = 5.0 \text{ m}$ 、 $\sigma_x = \sigma_y = 40 \mu\text{m}$ の場合には、画素サイズが $8.4 \mu\text{m}$ 以上であれば良い。

【 0 0 3 6 】

次に、図 1、図 2 及び図 5 を参照しながら、本発明の第 1 の実施形態に係る位相情報復元方法について説明する。図 5 は、本発明の第 1 の実施形態に係る位相

情報復元方法を示すフローチャートである。本実施形態においては、撮影距離を変えて回折縞画像を2回撮像し、これらの回折縞画像情報を表す検出データに基づいて、位相コントラスト法を用いて可視画像を構成する。

【0037】

まず、ステップS10において、X線撮像を行う。即ち、図2に示すように、光源11からの距離がRとなる位置に被写体を配置し、センサ駆動部18は、制御部26の制御に基づいて、撮像距離が z_1 となる位置にセンサ13を配置し、被写体10にX線を照射することにより、X線撮像を行う。同様に、撮像距離が z_2 となる位置にセンサ13を配置し、X線撮像を行う。

【0038】

ここで、光源のX、Y方向の焦点サイズを σ_X 、 σ_Y とし、センサ13の検出素子の画素サイズを縦横共に Δ とし、焦点サイズ σ_X 、 σ_Y の大きい方を σ 、撮像距離の大きい方を z とすると、センサ駆動部18は、式(7)を満たすように、 $\Delta \geq \pi \sigma z / 3 R$ を満たす画素サイズの検出素子を用いたセンサ13を配置する。

【0039】

ステップS10におけるX線撮像により、それぞれの撮像距離 z_1 及び z_2 面において画素(x, y)に入射した回折光の強度を表す検出データ $I(x, y, z_1)$ 及び $I(x, y, z_2)$ が画像構成部2に順次入力され、記憶部21に記憶される。これらの検出データは、それぞれの撮像距離面における回折縞画像情報を表している。

【0040】

次に、ステップS11～S13において、画像構成部2は、記憶部21に記憶されている検出データ $I(x, y, z_1)$ 及び $I(x, y, z_2)$ に基づいて、センサ位置における位相 $\phi(x, y)$ を復元する。

まず、ステップS11において、差分処理部22は、次式(8)を用いて検出データ $I(x, y, z_1)$ と検出データ $I(x, y, z_2)$ との差分を求める。

【数7】

$$\frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} = \frac{I(x, y, z_2) - I(x, y, z_1)}{z_2 - z_1} \dots (8)$$

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 1 2 において、ラプラシアン処理部 2 3 は、ステップ S 1 1 において求められた差分係数と、記憶部 2 1 に記憶されている検出データとに基づいて、次式 (9) を用いて位相のラプラシアン $f(x, y, z) = \nabla^2 \phi(x, y, z)$ を求める。

【数 8】

$$f(x, y, z) = - \frac{\kappa}{I(x, y, z_1)} \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} \cdots (9)$$

ここで、式 (9) においては、差分係数を撮像距離が小さい方の検出データ $I(x, y, z_1)$ で割っているが、撮像距離が大きい方の検出データ $I(x, y, z_2)$ で割っても良い。

【 0 0 4 2 】

さらに、ステップ S 1 3 において、逆ラプラシアン処理部 2 4 は、ステップ S 1 2 において求められた位相のラプラシアン $f(x, y, z) = \nabla^2 \phi(x, y, z)$ に対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、位相 $\phi(x, y, z)$ を得る。ここで、逆ラプラシアン演算について、詳しく説明する。 $f(x, y, z)$ のフーリエ変換は、次式 (10) のように表される。

【数 9】

$$F[f(x, y, z)] = F[\nabla^2 \phi(x, y, z)] = -4\pi^2(u^2 + v^2)[\phi(x, y, z)] \cdots (10)$$

ここで、 $F[]$ はフーリエ変換を示し、また、 u 、 v は x 、 y に対応する空間周波数である。

【 0 0 4 3 】

これより、位相 $\phi(x, y, z)$ は式 (11) のように表される。

【数 1 0】

$$\phi(x,y,z) = F^{-1} \left[- \frac{1}{4\pi^2(u^2+v^2)} F[f(x,y,z)] \right] \cdots (11)$$

ここで、 $F^{-1} [\]$ は逆フーリエ変換を示す。

【0 0 4 4】

この式 (1 1) を利用することにより、逆ラプラシアン演算を行うことができる。即ち、 $f(x, y, z)$ をフーリエ変換し、 $\{-4\pi^2(u^2+v^2)\}^{-1}$ を掛け、さらに、これを逆フーリエ変換することにより、復元された位相 $\phi(x, y, z)$ が得られる。

【0 0 4 5】

ここで、 $|u|$ 及び $|v|$ が所定の値以下となる範囲内で $\{-4\pi^2(u^2+v^2)\}^{-1}$ を予め算出しておき、式 (1 1) に示す演算を行う際にこれを利用して良い。即ち、所定の値 $const$ を設定すると、 $|u|, |v| \leq const$ の場合には、式 (1 1) において次式の値を用いる。

$$\{-4\pi^2(u^2+v^2)\}^{-1} = (\text{予め算出された値})$$

また、 $|u|, |v| > const$ の場合には、式 (1 1) において、次式の値を用いる。

$$\{-4\pi^2(u^2+v^2)\}^{-1} = 0$$

これにより、逆ラプラシアン演算を高速に行うことができる。

【0 0 4 6】

次に、ステップ S 1 4 において、画像処理部 2 5 は、位相 $\phi(x, y, z)$ に基づいて画像データを生成する。すなわち、画像処理部 2 5 は、それぞれの画素における位相 $\phi(x, y, z)$ を、明度を表すデータに変換すると共に、階調処理及び補間処理等の必要な画像処理を施す。

【0 0 4 7】

その後、必要に応じて、ステップ S 1 5 において、表示部 3 は、画像データに基づく可視画像をディスプレイに表示したり、ステップ 1 6 において、出力部 4 は、フィルム等に印刷する。

【 0 0 4 8 】

また、本実施形態においては、被写体を撮像する際にX線を用いているが、被写体を透過して回折像を形成することができる放射線であればX線に限らず用いることができる。例えば、電子線を含む粒子線等が挙げられる。また、本実施形態においては、撮影距離の異なる2つの検出データを用いて位相を復元したが、撮影距離の異なる3つ以上の検出データを用いて位相を復元しても良い。また、図3の蛍光板19を光学系で拡大し、CCDカメラ20で撮影する場合には、実際のCCDの画素サイズではなくて、実行画素サイズ（拡大前の画素サイズ）を用いる。また、図6に示すような、拡大撮影の場合も同様である。

【 0 0 4 9 】

さらに、本実施形態においては、被写体を撮像する際に放射光光源を用いているが、放射光ではないビームを発生する光源を用いても良い。例えば、立命館大学が開発した電子蓄積型高輝度硬X線発生装置は、卓上型でありながら放射光並みに輝度及び指向性の高いX線を発生することができる。この装置が発生するX線はコヒーレント性を有しており、また、単一波長ではないが、単色化結晶と組み合わせることにより単色化することが可能である。また、技術研究組合フェムト秒テクノロジー研究機構（F E S T A）が開発した線源は、逆コンプトン散乱の原理に基づいて極短パルス高輝度X線を発生する。この線源は、小型で持ち運びが可能であり、干渉性を有すると共に、指向性及び単色性の高いX線を発生することができる。なお、光源として点光源を用いる場合には、画像構成部においてデータ処理を行う際に、拡大率を含めて補正することが望ましい。

【 0 0 5 0 】

次に、本発明の第2の実施形態に係る位相情報復元装置について説明する。図7に、本発明の第2の実施形態に係る位相情報復元装置の構成を示す。

図7に示すように、この位相情報復元装置は、図1における画像構成部2にさらに撮像部1から出力された検出データを制御部26の制御の下でLPF（Low Pass Filter：ローパスフィルタ）処理し、記憶部21に出力するLPF28を含む画像構成部7を、画像構成部2の代わりに含んでいる。その他の構成については、図1におけるのと同様である。なお、本実施形態においては、検出データ

における高空間周波数成分を抑制又は除去するために、デジタル演算によるLPF処理を行っている。

【0051】

次に、本発明の第2の実施形態に係る位相情報復元方法について、図2、図7及び図8を参照しながら説明する。図8は、本発明の第2の実施形態に係る位相情報復元方法を示すフローチャートである。本実施形態においては、撮影距離を変えて回折縞画像を2回撮像し、これらの回折縞画像情報を表す検出データに基づいて、位相コントラスト法を用いて可視画像を構成する。

【0052】

まず、ステップS20において、X線撮像を行う。即ち、図2に示すように、光源11からの距離がRとなる位置に被写体を配置し、センサ駆動部18は、制御部26の制御に基づいて、撮像距離が z_1 となる位置にセンサ13を配置し、被写体10にX線を照射することにより、X線撮像を行う。同様に、撮像距離が z_2 となる位置にセンサ13を配置し、X線撮像を行う。

【0053】

ステップS20におけるX線撮像により、それぞれの撮像距離 z_1 及び z_2 面において画素(x, y)に入射した回折光の強度を表す検出データ $I(x, y, z_1)$ 及び $I(x, y, z_2)$ が画像構成部2に順次入力される。これらの検出データは、それぞれの撮像距離面における回折縞画像情報を表している。

【0054】

次に、ステップS21において、LPF28は、順次入力された検出データに対してLPF処理を施すことにより、検出データの高空間周波数成分を抑制又は除去した検出データ $I_{LPF}(x, y, z_1)$ 及び $I_{LPF}(x, y, z_2)$ を求める。LPF28で、求められた検出データ $I_{LPF}(x, y, z_1)$ 及び $I_{LPF}(x, y, z_2)$ は、記憶部21に順次記憶される。

【0055】

なお、LPF28で抑制又は除去される高空間周波数成分領域は、図4において、ボケによって信号の無い領域である。したがって、3シグマ範囲外の空間周波数成分を抑圧又は除去するため、光源11の縦横の焦点サイズを σ_x 、 σ_y 、光

源と被写体との距離を R 、撮影距離を z とし、 x 、 y の空間周波数成分を u 、 v とすると、 $u > 3R / 2\pi\sigma_x z$ 、 $v > 3R / 2\pi\sigma_y z$ の空間周波数成分を抑圧又は除去すれば良い。

【0056】

次に、ステップ $S22 \sim S24$ において、画像構成部 5 は、記憶部 21 に記憶されている検出データ $I_{LPF}(x, y, z_1)$ 及び $I_{LPF}(x, y, z_2)$ に基づいて、センサ位置における位相 $\phi(x, y)$ を復元する。

まず、ステップ $S22$ において、差分処理部 22 は、次式 (12) を用いて検出データ $I_{LPF}(x, y, z_1)$ と検出データ $I_{LPF}(x, y, z_2)$ との差分を求める。

【数 11】

$$\frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} = \frac{I_{LPF}(x, y, z_2) - I_{LPF}(x, y, z_1)}{z_2 - z_1} \dots (12)$$

【0057】

次に、ステップ $S23$ において、ラプラシアン処理部 23 は、ステップ $S22$ において求められた差分係数と、記憶部 21 に記憶されている検出データとに基づいて、次式 (13) を用いて位相のラプラシアン $f(x, y, z) = \nabla^2 \phi(x, y, z)$ を求める。

【数 12】

$$f(x, y, z) = - \frac{\kappa}{I_{LPF}(x, y, z_1)} \frac{\partial I(x, y, z)}{\partial z} \dots (13)$$

ここで、式 (13) においては、差分係数を撮像距離が小さい方の LPF 処理された検出データ $I_{LPF}(x, y, z_1)$ で割っているが、撮像距離が大きい方の LPF 処理された検出データ $I_{LPF}(x, y, z_2)$ で割っても良い。

【0058】

さらに、ステップ $S24$ において、逆ラプラシアン処理部 24 は、ステップ $S23$ において求められた位相のラプラシアン $f(x, y, z) = \nabla^2 \phi(x, y$

、 z) に対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、位相 $\phi(x, y, z)$ を得る。

【0059】

次に、ステップ S 2 5 において、画像処理部 2 5 は、位相 $\phi(x, y, z)$ に基づいて画像データを生成する。すなわち、画像処理部 2 5 は、それぞれの画素における位相 $\phi(x, y, z)$ を、明度を表すデータに変換すると共に、階調処理及び補間処理等の必要な画像処理を施す。

【0060】

その後、必要に応じて、ステップ S 2 6 において、表示部 3 は、画像データに基づく可視画像をディスプレイに表示したり、ステップ 2 7 において、出力部 4 は、フィルム等に印刷する。

【0061】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る位相情報復元装置の変形例について、図 9 を参照しながら説明する。図 9 に示す位相情報復元装置は、撮像部 7 及び読取り部 6 を有している。その他の構成については、図 7 に示す位相情報復元装置と同様である。

【0062】

撮像部 7 においては、画像情報を記録するために用いられるスクリーンとして、図 2 に示すセンサ 1 3 の替わりに、輝尽性蛍光体シート（記録シート）が用いられる。

【0063】

輝尽性蛍光体（蓄積性蛍光体）とは、放射線等を照射するとその放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後、可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光する物質である。この輝尽性蛍光体を塗布したシートに人体等の被写体の放射線画像を撮像記録し、この輝尽性蛍光体シートをレーザ光等の励起光で走査すると輝尽発光光が生じるので、この光を光電的に読み取ることにより検出データを得ることができる。この検出データを適切に処理した後、CRT 等のディスプレイに出力したり、レーザプリンタ等によりフィルムに印刷して、放射線画像を可視画像として表示することができる。

【 0 0 6 4 】

図 9 に示す読取り部 6 は、記録シートに記録された放射線画像を読み取るために用いられる。ここで、図 1 0 を参照しながら、読取り部 6 の構成及び動作について説明する。画像情報が記録された記録シート 6 0 は、読取り部 6 の所定位置にセットされる。記録シート 6 0 は、モータ 6 1 により駆動されるシート搬送手段 6 2 により、Y 軸方向に搬送される。一方、レーザ光源 6 3 より出射したビーム L 1 は、モータ 6 4 により駆動されて矢印方向に高速回転する回転多面鏡 6 5 により反射偏向され、収束レンズ 6 6 を通過する。その後、ビーム L 1 は、ミラー 6 7 により光路を変えて、記録シート 6 0 を X 軸方向に走査する。この走査により、励起光 L 2 が記録シート 6 0 に照射され、照射された部分からは蓄積記録されている放射線画像情報に応じた光量の輝尽発光光 L 3 が発散される。輝尽発光光 L 3 は、光ガイド 6 8 により導かれ、フォトマルチプライヤ（光電子増倍管） 6 9 により光電的に検出される。フォトマルチプライヤ 6 9 から出力されたアナログ信号は、増幅器 7 0 により増幅され、A/D 変換器 7 1 によりデジタル化される。A/D 変換器 7 1 から出力された検出データは、画像構成部 5 に入力される。

【 0 0 6 5 】

撮像部 7 において、撮像距離を変えて複数枚の記録シートを用いて放射線撮像を行い、読取り部 6 において、それぞれの記録シートから画像情報を読み取ることにより、異なる撮像距離において得られた複数の干渉縞画像を表す検出データが得られる。画像構成部 5 は、この検出データに基づいて位相復元を行い、画像データを生成する。画像構成部 5 における処理については、図 8 を用いて説明したのと同様である。

【 0 0 6 6 】

【発明の効果】

本発明によれば、位相コントラスト法により人体等の生態の放射線画像を構成する際に、ボケによる信号の無い領域の検出信号を除去することにより X 線の照射量を増加させることなく、ノイズの影響を減少させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施形態に係る位相情報復元装置の構成を示す図である。

【図 2】

図 1 に示す撮像部の構成を示す模式図である。

【図 3】

有限の焦点サイズを持つ光源から発生した X 線をセンサの検出素子で検出する検出信号について説明するための図である。

【図 4】

空間周波数の関数としてボケ関数を示す図である。

【図 5】

本発明の第 1 の実施形態に係る位相情報復元方法を示すフローチャートである。

【図 6】

拡大撮影を行う場合の撮像部の構成を示す模式図である。

【図 7】

本発明の第 2 の実施形態に係る位相情報復元装置の構成を示す図である。

【図 8】

本発明の第 2 の実施形態に係る位相情報復元方法を示すフローチャートである。

【図 9】

本発明の第 2 の実施形態に係る位相情報復元装置の構成の変形例を示す図である。

【図 10】

図 9 に示す読取り部の構成を示す模式図である。

【図 11】

位相復元の原理を説明するための図である。

【符号の説明】

1、 7 撮像部

2、 5 画像構成部

- 3 表示部
- 4 出力部
- 6 読取り部
- 1 0 被写体
- 1 1 光源
- 1 2 モノクロメータ
- 1 3 センサ
- 1 4 保持部
- 1 5 レール
- 1 6、7 0 増幅器
- 1 7、7 1 A/D変換器
- 1 8 センサ駆動部
- 1 9 蛍光板
- 2 0 CCDカメラ
- 2 1 記憶部
- 2 2 差分処理部
- 2 3 ラプラシアン処理部
- 2 4 逆ラプラシアン処理部
- 2 5 画像処理部
- 2 6 制御部
- 2 7 記録媒体
- 2 8 L P F
- 6 0 輝尽性蛍光体シート（記録シート）
- 6 1 モータ
- 6 2 シート搬送手段
- 6 3 レーザ光源
- 6 4 モータ
- 6 5 回転多面鏡
- 6 6 収束レンズ

6 7 ミラー

6 8 光ガイド

6 9 フォトマルチプライヤ（光電子増倍管）

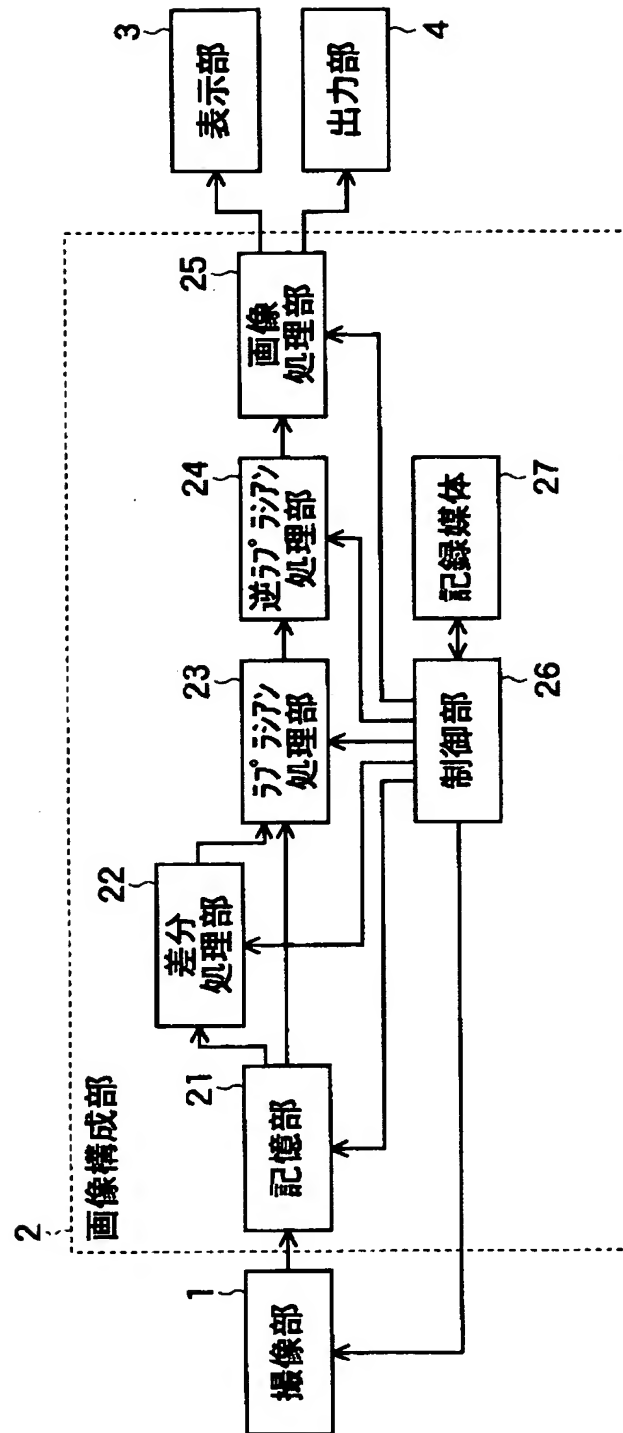
1 0 1 物体面

1 0 2 スクリーン

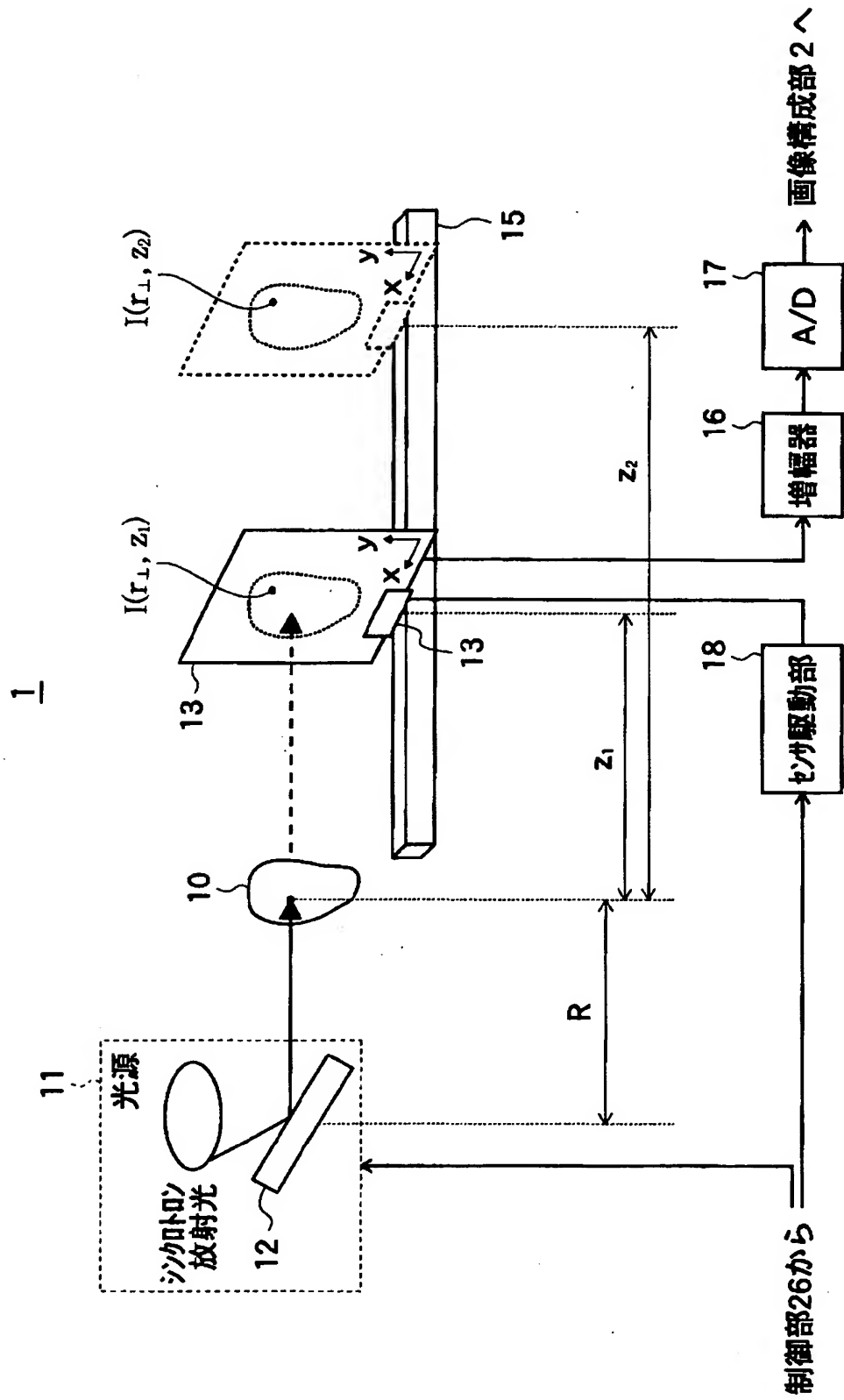
【書類名】

図面

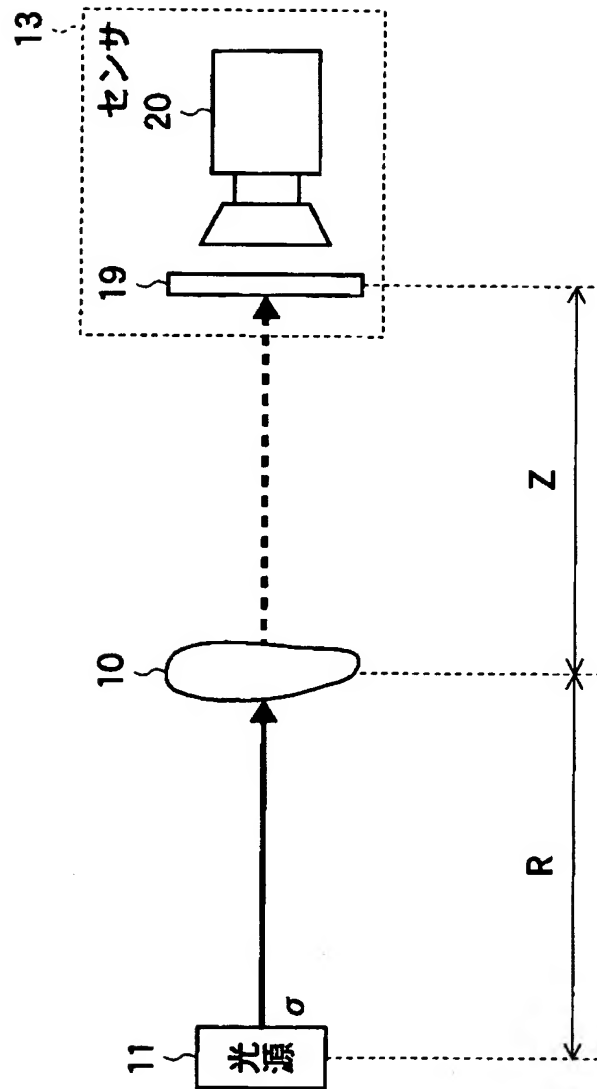
【図 1】



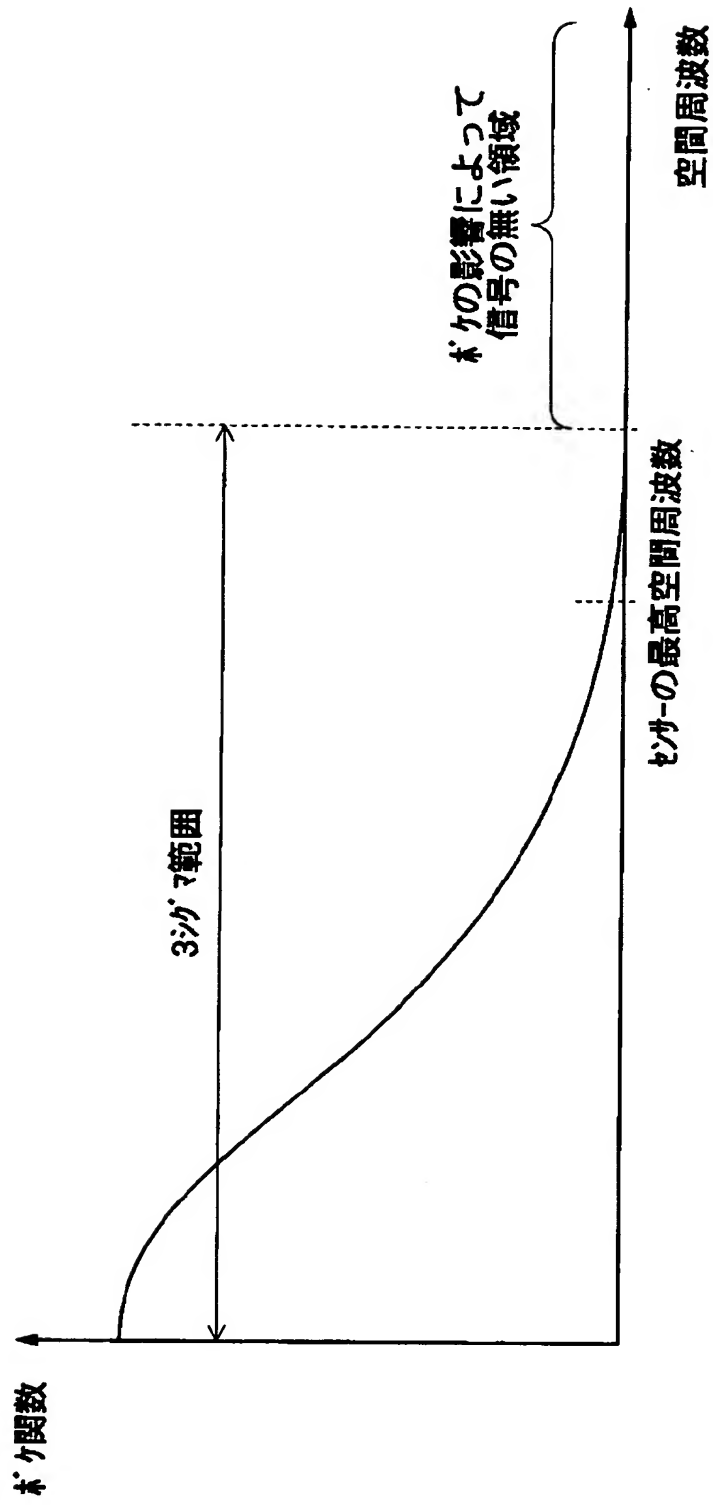
【図 2】



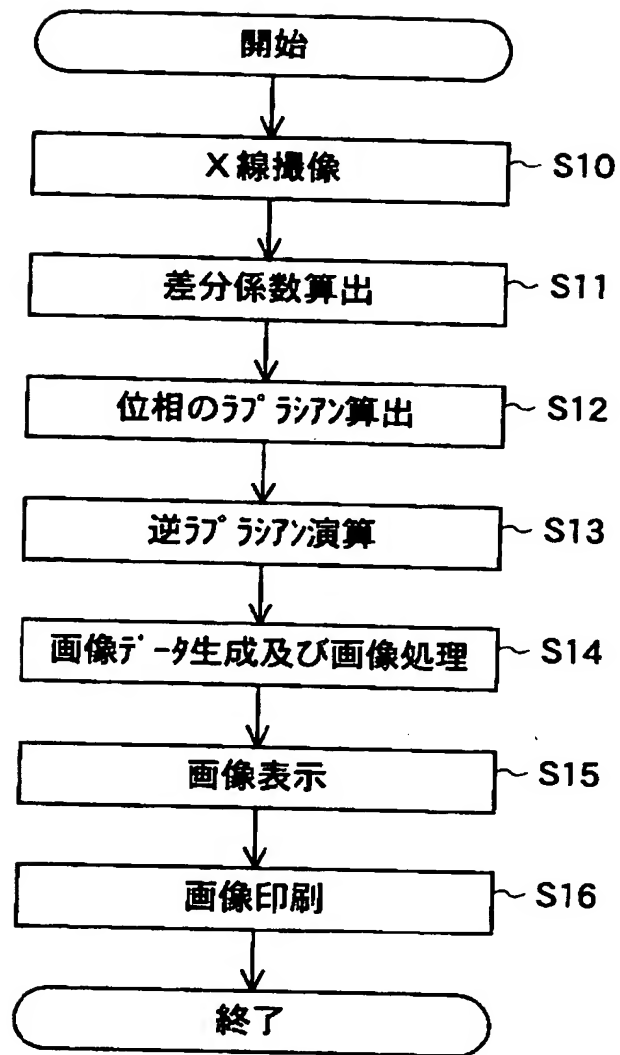
【図 3】



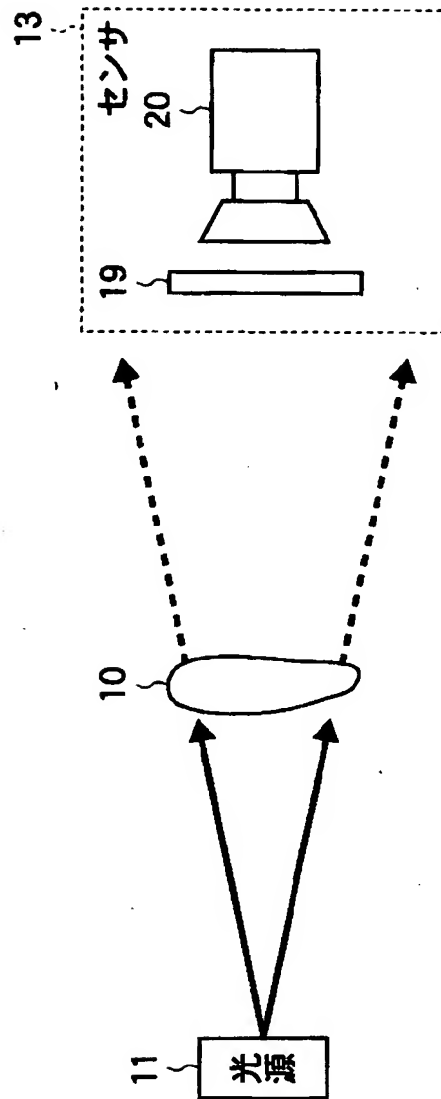
【図 4】



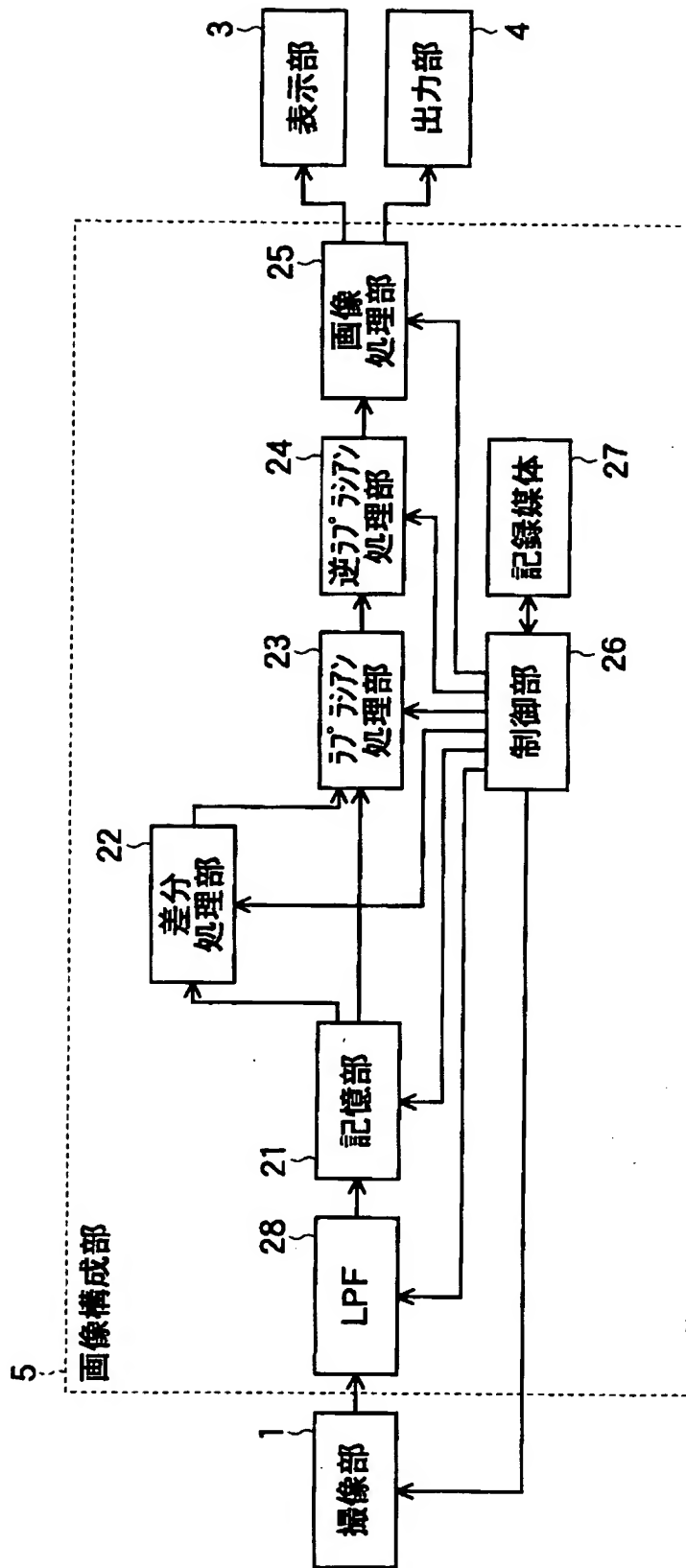
【図 5】



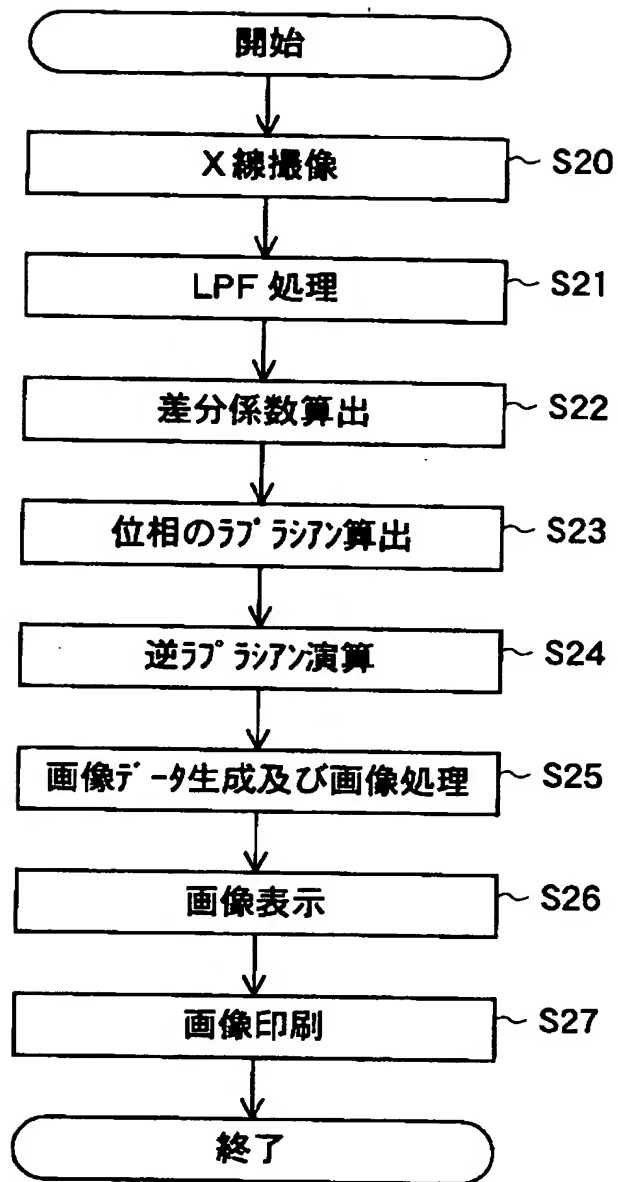
【図 6】



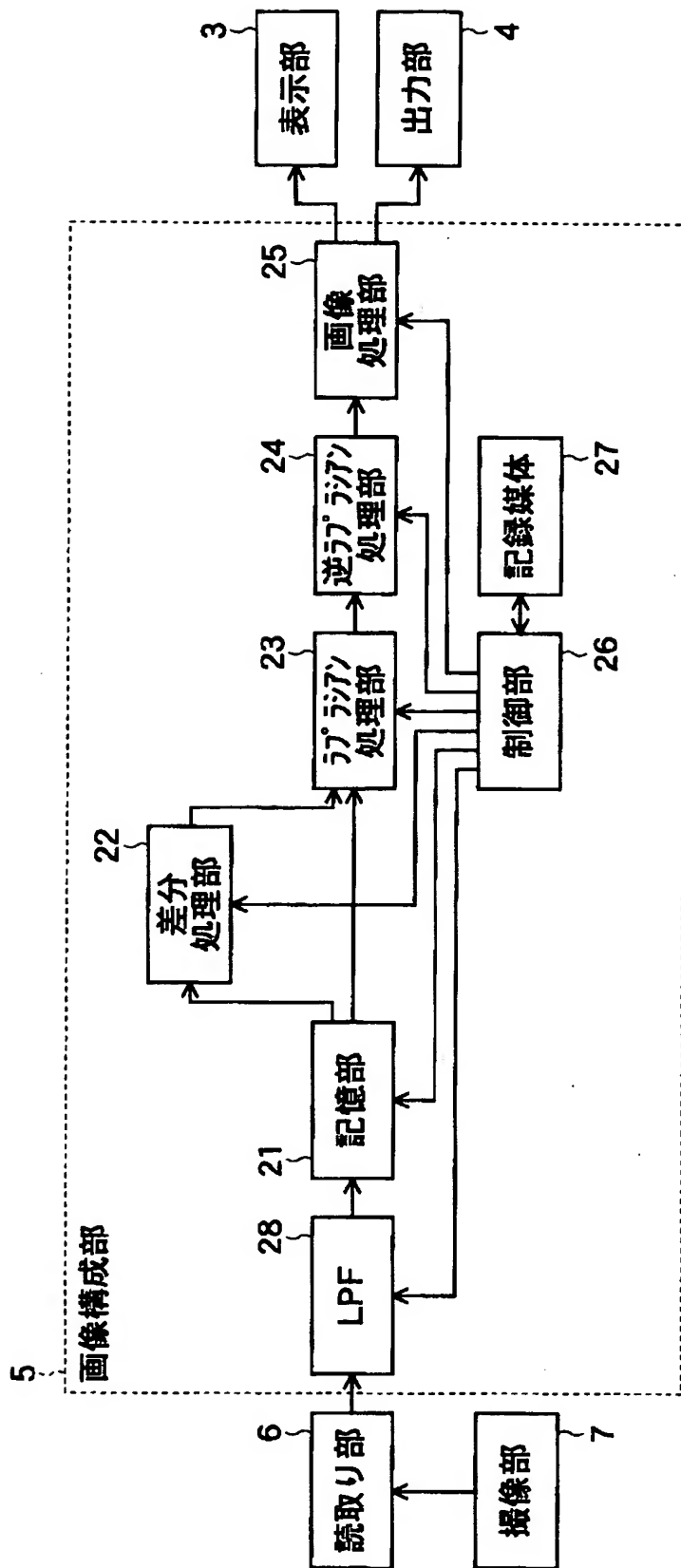
【図 7】



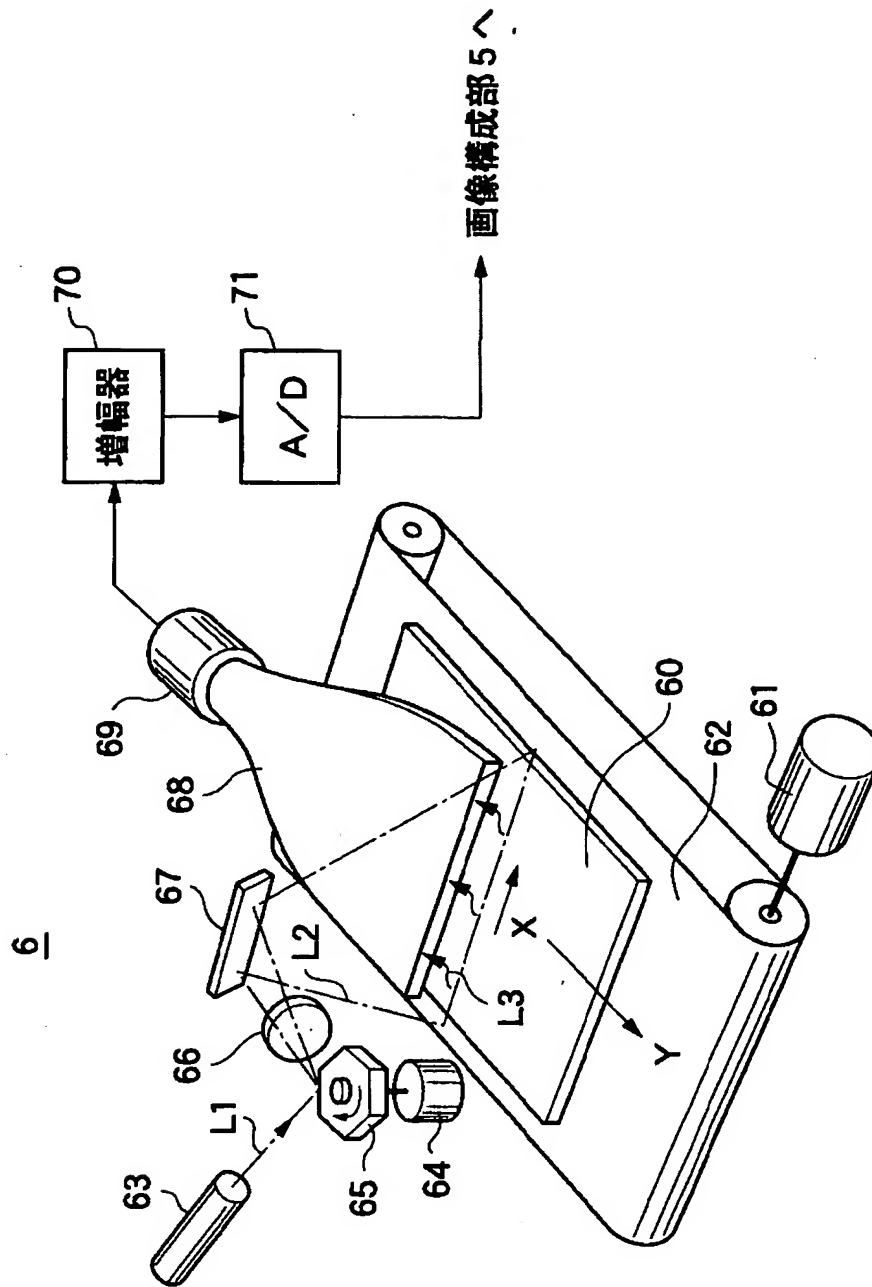
【図 8】



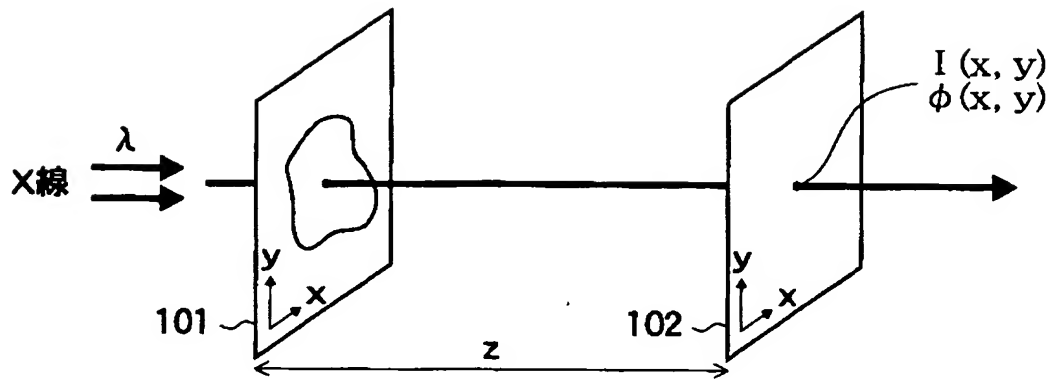
【図 9】



【図 1 0】



【図 1 1】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 位相コントラスト法により人体等の生態の放射線画像を構成する際に、X線の照射量を増加させることなく、ノイズの影響を減少させる。

【解決手段】 この位相情報復元方法は、被写体から距離 R の位置において焦点サイズ σ の光源から発生し被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する位相情報復元方法であって、被写体からの距離 z_i が異なる複数の検出面において、照射された放射線の強度を検出して画素サイズが $\pi \sigma z / 3 R$ 以上（ z は z_i の最大値）の放射線画像情報を表す検出データを生成する放射線検出器を用いて、複数の検出データを得るステップ（a）と、複数の検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、位相データを求めるステップ（b）とを具備する。

【選択図】 図5

認 定 ・ 付 加 情 報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 2 9 3 7 4 0
受付番号	5 0 2 0 1 5 0 7 1 6 1
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 0 月 8 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年10月 7日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日 1990年 8月14日
[変更理由] 新規登録
住 所 神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名 富士写真フイルム株式会社